

© EPODOC / EPO

PN - JP2001276238 A 20011009
PD - 2001-10-09
PR - JP20000089249 20000328
OPD - 2000-03-28
TI - RADIATION ENERGY DISTRIBUTION REGULATING MECHANISM AND RADIATION
IRRADIATION METHOD AND DEVICE USING THE SAME
IN - NISHIDA TAKESHI, ANIZAKI NAOAKI
PA - SUMITOMO HEAVY INDUSTRIES
IC - A61N5/10

© WPI / DERWENT

TI - Radiation energy distribution adjustment mechanism in cobalt treatment device for
cancer treatment, has bolus with variable slit to vary radiation passing between slit
collimators and absorption unit
PR - JP20000089249 20000328
PN - JP2001276238 A 20011009 DW200175 A61N5/10 010pp
PA - (SUMH) SUMITOMO HEAVY IND LTD
IC - A61N5/10
AB - JP2001276238 NOVELTY - Slit collimators (40,50) narrows the radiation in the shape of
a slit. The collimators have bolus (42) whose slit width is varied to vary the quantity of
radiation passing between the collimators and in absorption unit.
- DETAILED DESCRIPTION - INDEPENDENT CLAIMS are also included for the following:
- (a) Radiation method;
- (b) Radiation device
- USE - For controlling energy distribution of gamma rays in cobalt cancer treatment
device. Also for controlling energy distribution of neutron beam, X-ray, proton beam,
pi-meson beam, etc., used for radiotherapy.
- ADVANTAGE - Radiation dose distribution in arbitrary three-dimensional shapes are
generated correctly without using special correction tool for every patient.
- DESCRIPTION OF DRAWING(S) - The figure shows a block diagram of radiation treatme
system. (Drawing includes non-English language text).
- Slit collimators 40,50
- Bolus 42
- (Dwg. 3/17)
OPD - 2000-03-28
AN - 2001-653344 [75]

© PAJ / JPO

PN - JP2001276238 A 20011009
PD - 2001-10-09
AP - JP20000089249 20000328
IN - NISHIDA TAKESHI, ANIZAKI NAOAKI
PA - SUMITOMO HEAVY IND LTD

- TI - RADIATION ENERGY DISTRIBUTION REGULATING MECHANISM AND RADIATION IRRADIATION METHOD AND DEVICE USING THE SAME
- AB - PROBLEM TO BE SOLVED: To realize a dose distribution reproducing correctly an optional three- dimensional shape without using a correction device prepared for each patient.
- SOLUTION: A three-dimensional dose distribution is obtained by controlling the amount of radiation absorption in each position in the direction of slits of a variable bolus 42 prepared by a radiation energy absorber and whose amount of radiation absorption is made variable in each position in the direction of slits and scanning a slit-shaped dose distribution formed by a slit collimator50 and the variable bolus 42.
- I - A61N5/10

【特許請求の範囲】

【請求項1】照射される放射線のエネルギー分布を、任意形状に調整するための放射線のエネルギー分布調整機構において、

放射線をスリット状に整形するためのスリットコリメータと、

放射線エネルギー吸収体で作成され、スリット方向各位置の放射線吸収量が可変とされた可変ボラスと、

該可変ボラスのスリット方向各位置における放射線吸収量を制御するための吸収量制御手段とを備え、

前記スリットコリメータと可変ボラスによって形成されるスリット状線量分布を走査することにより3次元線量分布を得るようにされていることを特徴とする放射線のエネルギー分布調整機構。

【請求項2】前記可変ボラスが、幅方向に多数並設された、放射線吸収量が長手方向に略連続的に変化するようになされた、棒状の連続階調ボラスにより構成され、前記吸収量制御手段が、各連続階調ボラスを、それぞれ独立して長手方向にスライドさせることによって、スリット方向各位置における放射線吸収量を制御するようにされていることを特徴とする請求項1に記載の放射線のエネルギー分布調整機構。

【請求項3】前記連続階調ボラスが、密度が長手方向に略連続的に変化するようになされた棒状部材により構成されていることを特徴とする請求項2に記載の放射線のエネルギー分布調整機構。

【請求項4】前記連続階調ボラスが、くさび状部材を含むことを特徴とする請求項2に記載の放射線のエネルギー分布調整機構。

【請求項5】前記スリットコリメータの端部位置が可変とされていることを特徴とする請求項1乃至4のいずれかに記載の放射線のエネルギー分布調整機構。

【請求項6】請求項1乃至5のいずれかに記載の放射線のエネルギー分布調整機構を用いて、任意形状の放射線を照射することを特徴とする放射線の照射方法。

【請求項7】任意形状の放射線を照射するための放射線の照射装置において、

請求項1乃至5のいずれかに記載の放射線のエネルギー分布調整機構と、

該エネルギー分布調整機構中の可変ボラスを、通過した放射線の必要な深さ方向到達線量に応じて駆動するための可変ボラス駆動機構と、

前記エネルギー分布調整機構中のスリットコリメータと可変ボラスを走査して、必要な3次元線量分布を得るための走査機構と、

を備えたことを特徴とする放射線の照射装置。

【請求項8】任意形状の放射線を照射するための放射線の照射装置において、

請求項5に記載の放射線のエネルギー分布調整機構と、

該エネルギー分布調整機構中の可変ボラスを、通過した

放射線の必要な深さ方向到達線量に応じて駆動するための可変ボラス駆動機構と、

前記エネルギー分布調整機構中の可変スリットコリメータの端部位置を、通過した放射線の必要な平面的長さに応じて駆動するための可変スリットコリメータ駆動機構と、

前記エネルギー分布調整機構中の可変スリットコリメータと可変ボラスを走査して、必要な3次元線量分布を得るための走査機構と、

を備えたことを特徴とする放射線の照射装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、放射線のエネルギー分布調整機構、並びに、これを用いた放射線の照射方法及び装置に係り、特に、臨床用陽子線治療システムに用いるのに好適な、例えば患者の外部から患部に向けて照射される放射線のエネルギー分布を、任意形状に調整するための放射線のエネルギー分布調整機構、並びに、これを用いた放射線の照射方法及び装置に関する。

【0002】

【従来の技術】粒子加速器により真空中で荷電粒子を高速度、高エネルギーに加速し、これによって発生するX線、電子線、中性子線、陽子線、 π 中間子線、重粒子線等、又はコバルト遠隔治療装置からの γ 線等を、患者体外から経皮的に病巣に照射する外部放射線治療は、固形癌の治療において、外科手術と共に重要な治療法となっている。特に、患部周辺の正常組織へのダメージを少なくできることから、患者のQOL (Quality Of Life) が重視される今後の医療現場において、ますます需要が高まると考えられる。

【0003】この外部照射による放射線治療では、周辺正常組織又は重要臓器を避け、患部にできるだけ正確に患部形状と一致する照射線量分布を与えることが重要である。陽子線治療は、図1に示すように、物質に入射した陽子線が、停止する直前にブラッグピークPで最大の線量を与えるという性質を利用して、癌組織のみを該ブラッグピークPで被うことにより、この理想を実現しようとするものである。

【0004】放射線治療の作業に際しては、図2に示す如く、まずステップ100で、患部のX線CT画像を撮影する。その撮影画像を基に、ステップ110で、患者の体輪郭、患部領域、周辺重要臓器を考慮して治療計画を立てる。この治療計画で決定された、照射門数と方向、放射線強度に基づいて、ステップ120で、照射する放射線を微調整するための固定補助具の選定、加工が行われる。次いで、ステップ130で、患者の位置決め132を行った後、放射線照射134による照射治療が行われる。

【0005】図3に、放射線治療システムの構成を示す。この放射線治療システムでは、加速器等の放射線発

生装置10で作られた放射線が、放射線輸送装置12を
通って、患者8に放射線を照射するためのガントリノズ
ル14に導かれる。ガントリノズル14では、放射線
を、放射線観測・調整機構16で一様なエネルギー分布に
整えた後、放射線エネルギー形状形成機構18において、
患部に照射したい任意のエネルギー分布に調整し、これを
患者8の外部から患部に向けて照射する。患者体内にお
ける線量分布は、放射線のエネルギー分布によって決まる
ため、患部形状を考慮して予め計画されている。

【0006】即ち、加速器から得られる放射線、例えば
陽子線は、細いビーム状であり、そのエネルギー（ブラッ
グピークPの深さ）も一定である。一方、癌組織は、様
々な大きさと複雑な形状を持ち、その体内における深さ
も一定ではなく、又、陽子線が通過しなければならない
組織の密度も一定ではない。従って、陽子線治療を行う
ためには、陽子線ビームを、（1）癌全体が一度に照射
できるくらい幅広いビームに拡大し、（2）癌の深さ
に応じて、そのエネルギーを調整し、（3）奥行きのある
癌組織全体が一度に照射できるよう、癌の厚みに応じて
エネルギー分布を持たせ、更に、（4）癌の輪郭や陽子線
が通過する組織の不均一さに応じた補正を加える必要が
ある。

【0007】そこで、従来の外部放射線治療において
は、患者体内における線量分布を補償するために、前記
放射線エネルギー形状形成機構18では、照射部位の皮膚
面が平坦で無い場合や、照射すべきターゲットが皮膚面
と傾きを持っている場合に、線量分布の歪みを補償する
ための補償フィルタのようなエネルギー分布修正器具が用
いられてきた。

【0008】この補償フィルタとしては、例えば従来の
放射線治療で用いられている、通過したビームの空間的
等線量曲線が一定の傾きを持つような濾過板であるくさ
びフィルタや、皮膚面に置き、照射表面の凹凸を平坦に
するために使用されるポーラスがある。又、最近の重粒
子線治療では、治療する患者毎に患部形状を複数の照射
方向から再現するための患者ポーラスを作成する治療法
も試みられている。

【0009】更に、照射する放射線を最終的に調整する
機構では、前記エネルギー分布修正器具と、不必要な放射
線が照射される領域を遮蔽して照射野を整形する照射野
整形器具を同時に用いるのが通常である。

【0010】高エネルギー放射線用としては、不必要なビ
ーム部分を遮蔽することにより、不整形な矩形の照射野
を作成するブロックコリメータ、図4に示す如く、左右
からくし状に配置された、幅数mm～1cm程度の棒状
のコリメータをそれぞれ動かすことで、照射すべきター
ゲットの形に合わせた照射野に設定できるマルチリーフ
コリメータ、予め、患者の患部形状を照射方向に射影
し、放射線が通過しない板を、その形状にくりぬくこと
により、照射野を患部形状に限定する患者コリメータ等

がある。前記マルチリーフコリメータは、最近の高エネ
ルギ放射線治療装置に標準装備されつつある。

【0011】具体的には、例えば陽子線治療では、図5
に示すようにして、照射対象の形状に合わせたエネルギー
分布を形成している。即ち、照射部であるガントリノズ
ル14まで送られてきた、細い陽子ビーム20に、例え
ば厚さ数mmの鉛でできた散乱体22により、横方向に
広がりを持たせて、幅広いビーム24に拡大する。該散
乱体22を頂点とする円錐状に広がって伝搬する拡大ビ
ーム24から、後述するコリメータを用いて、中心軸付
近の、エネルギーが比較的均一な部分を切り出すと、下方
の治療台（図示せず）上で、治療に必要な直径十数cm
の照射野が得られる。

【0012】前記拡大ビーム24は、治療対象（例えば
患者8の体内の腫瘍8C）の深さに応じて、陽子線の最
大到達深さを調整するためのファインディグレート26
に入射される。該ファインディグレート26は、例えば
2個のくさび型をした対向するアクリルブロック26
a、26bから構成され、該ブロック26a、26bの
重なり方を調節することによって、陽子線が通過する部
分の厚みを連続的に変化させることができる。陽子線
は、通過した物質の厚みに応じてエネルギーを失い、到達
できる深さが変わるので、このファインディグレート2
6の調節により、図1に示したブラグピークPを、治
療に必要な深さに合わせることができる。

【0013】該ファインディグレート26を透過した陽
子線は、腫瘍8Cの厚みに対応して陽子線のエネルギー深
さに分布ΔPを持たせるためのリッジフィルタ28に入
射される。該リッジフィルタ28は、例えば階段状に厚
みの変化する三角柱状の金属棒を簾状に並べたものであ
り、厚みの異なる部分を通過した陽子線は、異なる深さ
にブラグピークPを作るので、階段の幅と高さの調節
により、それらを適当に重ね合わせて、ピークの幅ΔP
を拡大することができる。

【0014】前記リッジフィルタ28を通過した陽子線
は、陽子線の平面形状を粗く整形するためのブロックコ
リメータ30に入射される。後述する最終コリメータに
加えて、ここで、ブロックコリメータ30による整形を
行っているのは、患者8の近くでブロックコリメータに
よる2次放射線が発生しないようにするためである。

【0015】前記ブロックコリメータ30を通過した陽
子線は、例えば樹脂製の不整形フィルタであるポーラス
32に入力され、腫瘍8Cの最大深さの断面形状と組織
の不均一性に関する補正が行われる。このポーラス32
の形状は、腫瘍8Cの輪郭線と、例えばX線CTのデー
タから求められる周辺組織の電子密度とに基づいて、算
出される。

【0016】該ポーラス32を通過した陽子線は、例え
ば真鍮等の最終コリメータ34に入射され、腫瘍8Cの
平面形状の輪郭に合わせた最終調整が行われた後、治療

用陽子線36として、患者8に照射される。

【0017】以上のようなエネルギー分布調整機構を用いた従来の放射線治療の概略を図6及び図7に示す。図6は、患者の頭部8Hに対してくさびフィルタ33を用いて、線量分布Dを形成したX線照射の例である。図7は、患者の肝臓8Lに対する陽子線直交二門照射の例である。この例では、患者の患部形状に応じた患者ボラス32を加工して使用し、患部形状に集中された線量分布Dを得ている。これらの2つの例において、エネルギー分布調整機構は、照射方向に対して固定されている。

【0018】又、従来の治療計画は、前述のエネルギー分布修正器具の組合せを、経験則に基づき試行錯誤的に行っていた。これは、重粒子線治療における治療計画についても同様であり、更なる治療効果と治療速度の向上のため、照射方法の改善が望まれていた。

【0019】

【発明が解決しようとする課題】即ち、従来の放射線治療システムの放射線エネルギー分布調整機構では、治療効率という点で、以下のような問題点を有していた。

【0020】(1) 照射パターンが、比較的単純な修正器具の組合せによってのみ構成されているため、複雑な患部形状や、重要臓器を避ける照射に対して、機構的制限が大きい。特に、陽子線や重粒子線のような、透過性の高い線質を用いた場合は、マルチリーフコリメータであっても、小さな腫瘍には使えない。

【0021】(2) 線量分布修正器具と照射野整形器具は、共に放射線照射時には固定されており、異なった照射パターンを与えたい時には、照射毎に、その修正器具を装備し直さなくてはならない。

【0022】(3) 患者ボラスのように治療毎に作成する修正器具を用いる場合は、その修正器具の作成時間とコストに問題がある。

【0023】(4) 治療毎に修正器具を作成する場合、一度使用した修正器具は放射線廃棄物となるので、廃棄する場合の取扱いが困難である。

【0024】本発明は、前記従来の問題点を解決するべくなされたもので、修正器具を取り替えることなく、患者体内の患部形状に合わせた3次元線量分布を実現できるようにすることを第1の課題とする。

【0025】本発明は、又、放射線治療を高精度化すると共に、実照射時間を短縮して、患者の負担を軽減することを第2の課題とする。

【0026】

【課題を解決するための手段】本発明は、照射される放射線のエネルギー分布を、任意形状に調整するための放射線のエネルギー分布調整機構において、放射線をスリット状に整形するためのスリットコリメータと、放射線エネルギー吸収体で作成され、スリット方向各位置の放射線吸収量が可変とされた可変ボラスと、該可変ボラスのスリット方向各位置における放射線吸収量を制御するた

めの吸収量制御手段とを備え、前記スリットコリメータと可変ボラスによって形成されるスリット状線量分布を走査することにより3次元線量分布を得るようにして、前記第1の課題を解決したものである。

【0027】又、前記可変ボラスを、幅方向に多数並設された、放射線吸収量が長手方向に略連続的に変化するようになされた、棒状の連続階調ボラスにより構成し、前記吸収量制御手段が、各連続階調ボラスを、それぞれ独立して長手方向にスライドさせるようにして、スリット方向各位置における放射線吸収量を制御するようにしたものである。

【0028】又、前記連続階調ボラスを、密度が長手方向に略連続的に変化するようになされた棒状部材により構成するようにしたものである。

【0029】あるいは、前記連続階調ボラスが、くさび状部材を含むようにして、簡単な構成で連続階調ボラスを実現したものである。

【0030】又、前記スリットコリメータの端部位置を可変として、照射に必要な部分以外を遮蔽する、適切な長さのスリットが形成されるようにしたものである。

【0031】本発明は、又、前記放射線のエネルギー分布調整機構を用いて、任意形状の放射線を照射するようにして、前記第2の課題を解決したものである。

【0032】又、同様の放射線照射装置において、前記放射線のエネルギー分布調整機構と、該エネルギー分布調整機構中の可変ボラスを、通過した放射線の必要な深さ方向到達線量に応じて駆動するための可変ボラス駆動機構と、前記エネルギー分布調整機構中のスリットコリメータと可変ボラスを走査して、必要な3次元線量分布を得るための走査機構とを備えることにより、同じく前記第2の課題を解決したものである。

【0033】又、同様の放射線照射装置において、可変スリットコリメータを含む前記放射線のエネルギー分布調整機構と、該エネルギー分布調整機構中の可変ボラスを、通過した放射線の必要な深さ方向到達線量に応じて駆動するための可変ボラス駆動機構と、前記エネルギー分布調整機構中の可変スリットコリメータの端部位置を、通過した放射線の必要な平面的長さに応じて駆動するための可変スリットコリメータ駆動機構と、前記エネルギー分布調整機構中の可変スリットコリメータと可変ボラスを走査して、必要な3次元線量分布を得るための走査機構とを備えることにより、同じく前記第2の課題を解決したものである。

【0034】本発明によれば、従来用いられていた、照射する放射線を微調整するための固定補助具によるパッシブな照射部機構に比べ、照射時に可変動作可能なアクティブな機構を取り入れることにより、治療計画から照射までの全体の治療時間を短縮しつつ、放射線の外部照射時の患者体内線量分布を、より正確に患部形状と一致させることができる。

【0035】

【発明の実施の形態】以下図面を参照して、本発明の実施形態を詳細に説明する。

【0036】本発明に係る放射線のエネルギー分布調整機構の第1実施形態は、図8に示す如く、図5に示したブロックコリメータ30に代わる、スリット長が放射線の必要な最大平面的長さに応じて固定された固定スリットコリメータ40と、患者ボラス32に代わる可変ボラス機構42と、最終コリメータ34に代わる、スリット長が必要な放射線の平面的な長さに応じて可変とされた可変スリットコリメータ50とを備えている。

【0037】なお、治療グレードに応じて、他にマルチリーフコリメータや患者コリメータ等を併用することもできる。

【0038】前記可変ボラス機構42は、図9に詳細に示す如く、幅方向に多数並設された、放射線吸収量が長手方向に略連続的に変化するようになされた、棒状の連続階調ボラス44A~44Kと、各連続階調ボラス44A~44K毎に設けられた、これらをそれぞれ独立して長さ方向にスライドさせるための、例えばボールねじからなるボラス駆動機構48A~48Kによって構成され、該ボラス駆動機構によって、照射ライン41に対応するスリット方向各位置における放射線吸収量を制御するようにされている。

【0039】前記連続階調ボラス44A~44Kは、例えば、図10に示す如く、密度が長手方向に略連続的に変化するようになされた棒状部材により構成されている。

【0040】この連続階調ボラス44A~44Jは、図11に示す変形例の如く、密度の異なるくさび46A、46Bを組み合わせた、あるいは図12に示す他の変形例の如く、単一のくさび46を用いたり、あるいは、図13に示す更に他の変形例の如く、図5に示したファインディングレーダのように、2つのくさび46A、46Bを、それぞれ独立したボラス駆動機構49A、49Bでスライドさせることにより、実現可能である。あるいは、等放射線吸収率を持つ薄板状の吸収体を階段状に配置して構成してもよい。

【0041】前記可変スリットコリメータ50は、図14に詳細に示す如く、スリット50Sの両側からそれぞれ挿入される一対のエンドバー52A、52Bと、各エンドバー52A、52Bを、必要なスリット開口幅に合わせて駆動するための、例えばボールねじで構成されるスリット駆動機構54A、54Bを用いて構成されている。

【0042】図8に示した如く、前記可変ボラス機構42のボラス駆動機構48A~48Kは可変ボラス制御装置60により制御され、前記可変スリットコリメータ50のスリット駆動機構54A、54Bは可変スリットコリメータ制御装置62により制御され、ガントリ

ノズル14はガントリ制御装置64により制御され、患者ベッド9は患者ベッド制御装置66により制御される。

【0043】更に、前記可変ボラス制御装置60、可変スリットコリメータ制御装置62、ガントリ制御装置64及び患者ベッド制御装置66は、操作端末70から入力される信号に応じて、可変ボラス機構42と可変スリットコリメータ50の調整、及び、ガントリノズル14と患者ベッド9の移動で、分割されたターゲットを照射する計画を計算する照射計画装置72の出力により制御される。

【0044】ここで、照射した放射線の等エネルギー線又はエネルギーピークのみ注目し、これをエネルギー分布として表わすものとする。連続階調ボラスの全部分に放射線が垂直方向から一様に入射すると、放射線吸収率が低い側と高い側との間で、図10に示した如く、深さ方向のエネルギー分布の勾配が生じる。この連続階調ボラス44を通過した放射線は、患者体内入射後に、エネルギー分布に応じた線量分布を生じる。

【0045】従って、照射目標が直線状であるとき、連続階調ボラス44の水平方向の位置決めを行うことで、その直線状の深さ方向のエネルギー分布、即ち、目標線量分布を、連続階調ボラスの両端間差異の範囲内で任意に決定できる。更に、本実施形態で用いられている可変ボラス機構42では、連続階調ボラス44A~44Kを組合せ、並列に配置したスライド式連続階調ボラスを、それぞれ独立に動かすようにしている。この並列に配置したスライド式連続階調ボラスを、図8に示した如く、予め計画されたパターンに配置すると、入射した放射線は、ボラス群通過後に、計画された部分を含む放射線エネルギー分布Eを形成する。このボラス通過後の放射線を、可変スリットコリメータ50によって、実際照射に用いられる計画された部分のみを通過させれば、最終的に、コリメータ通過後の放射線エネルギー分布によって、照射後に計画された線量分布Dを生じる。この線量分布Dは、予め治療計画によって、患部形状に適合するように調整される。

【0046】もしくは、ある評価基準に基づいて最適化された照射パターンが用いられる。

【0047】ここで、評価基準とは、ターゲット内の線量や、その一様性、周辺正常組織への影響、DVH (dose volume histogram) に基づく結果などが考えられる。なお、最適化によって得られた照射パターンの一つ一つは、直接ターゲット形状の一部と必ずしも一致している必要性はない。

【0048】患部の形状が滑らかに変化するとすれば、一度の照射によって作られるライン状の目標線量分布を、図15に示す如く水平方向に連続的に変化させながら走査することで、任意の3次元曲面を形作る目標線量分布が得られる。この走査は、可変ボラス機構42を

備えたガントリノズル14の初期位置及びそのボーラスパターンにより形成される線量分布D1から、中間ガントリ位置及びその線量分布D2を通過し、最終ガントリ位置及びその線量分布D3まで、ボーラスを滑らかに変化させつつガントリノズル14を移動させることで実現することができる。なお、ガントリノズル14を固定し、患者ベッド9を移動させたり、両者を共に移動させても、同様な効果が実現できる。

【0049】計画によって求められる、1回の照射によって与えられる線量分布の形状は、直接ターゲット形状の一部分と一致してもよいし、複数照射の重ね合わせで結果的にターゲット形状と一致するようにしてもよい。後者の場合、1回の照射ごとに与えられる線量分布の形状は、必ずしもターゲット形状の一部とは一致しなくてよい。

【0050】ここでは、1回ごとの形状が一致する場合の治療例を説明する。

【0051】前記操作端末70からは、図16に示す如く、ターゲット形状データ及び手動分割又は自動分割アルゴリズムが、前記照射計画装置72に入力される。

【0052】該照射計画装置72は、前記操作端末70から入力されるターゲット形状データを記憶するターゲット形状データ記憶メモリ74と、該ターゲット形状データ記憶メモリ74から入力されるターゲット形状データ及び前記操作端末70から入力される手動分割又は自動分割アルゴリズムに従って、ターゲットを3次元分割するターゲット3次元分割装置76と、該ターゲット3次元分割装置76の出力に基づいて、分割ターゲットの射影形状を計算する分割ターゲット射影形状計算装置78と、該分割ターゲット射影形状計算装置78の出力に基づいて、必要なスリット長となるように可変スリットコリメータ50のエンドバー52A、52Bを駆動する信号を可変スリットコリメータ制御装置62に出力する可変スリットコリメータパターン出力装置80と、前記ターゲット3次元分割装置76の出力に基づいて、分割ターゲットの照射エネルギー分布を決定する照射エネルギーパターン計算装置82と、該照射エネルギーパターン計算装置82の出力に応じて、必要なボーラスパターンが得られるように、前記ボーラス駆動機構48A~48Jを駆動するための信号を可変ボーラス制御装置60に出力する可変ボーラスパターン出力装置84と、前記ターゲット3次元分割装置76の出力に基づいて、ガントリノズル14や患者ベット9の走査パターンを計算する走査パターン計算装置86と、該走査パターン計算装置86の出力に基づいて、ガントリノズル14や患者ベット9の移動データを、ガントリ制御装置64や患者ベット制御装置66に出力するガントリ・患者ベッド移動データ出力装置88とを含んで構成されている。

【0053】以下、図17を参照して、前記実施形態を用いた放射線治療作業の手順を説明する。

【0054】まず、治療計画での照射データ計算処理200では、ステップ210でX線CT画像から復元された立体患部形状を読み込み、ステップ220で照射門数と方向に対応して、いくつかの領域に分割する。この分割された領域1つに対して、照射方向から見た3次元曲面が、目標線量分布となる。

【0055】次に、ステップ230で、ボーラス駆動機構48A~48Kのサーボ性能とガントリ速度に応じ、曲面情報のある軸に沿って変化する曲線情報に離散化し、ステップ240で、この曲線同士を補間するようにボーラスパターン移動データを計算する。更に、ステップ250で、ガントリ移動方向と直交方向の照射野長さをコリメータパターンとして計算し、ステップ260でガントリ移動データを計算する。

【0056】次いで、実際の照射に移る前に、アライメント処理300へ進み、ステップ310でガントリ位置を読み込むと共に、ステップ320で患者の位置を読み込み、ステップ330でガントリの初期位置を計算する。

【0057】次いで、ステップ340でガントリを初期位置に移動させ、ステップ350でボーラスパターンも初期位置に設定する。

【0058】そして、放射線照射処理400では、計算されたデータを基に、ステップ410で照射を開始し、ステップ420で、最小単位部分照射（位置測定、ボーラスパターンの変化、コリメータ調整、ガントリ移動）し、ステップ430で照射データが終了したと判断されるまで、連続的にボーラスパターン、可変コリメータ、ガントリを移動させながら、最小単位部分である離散曲線間をつなぐように照射する。全照射終了後、ステップ440で照射を停止する。

【0059】本実施形態においては、ボーラス駆動機構及びスリット駆動機構を設けて、連続階調ボーラス及びエンドバーの駆動を自動化しているため、従来、照射方向毎に作成され、照射方向が変わる毎に交換されていた修正具の人手による取り替えが不要であり、照射方向を迅速に変えることができるので、患者の負担が少ない治療が行える。なお、連続階調ボーラスやエンドバーの出入を人手により行うことも可能である。

【0060】又、本実施形態においては、可変ボーラスの上に固定スリットコリメータ40を設け、下に可変スリットコリメータ50を設けているため、不要な2次放射線の発生を最小限に止めることができる。なお、2次放射線の発生が問題にならない場合には、固定スリットコリメータ40を省略して、可変スリットコリメータ50のみとすることができる。又、照射される放射線の平面的長さが問題にならない場合には、可変スリットコリメータ50の代わりに最大開口幅を有する固定スリットコリメータを用いることも可能である。

【0061】前記実施形態においては、本発明が、陽子

線治療システムに適用されていたが、本発明の適用対象はこれに限定されず、陽子線以外の放射線治療システム、あるいは一般の放射線照射システムにも、同様に適用できることは明らかである。

【0062】

【発明の効果】本発明によれば、複雑な患部形状と一致する任意の放射線照射パターンを、単純な形状の放射線エネルギー吸収材料同士の組合せで正確に実現することができる。

【0063】従って、従来のくさびフィルタ等の固定機構を用いた治療計画に比べ、複雑な3次元形状を再現する線量分布が実現できるため、放射線治療の本来の利点である周辺正常組織の保護という点で治療効果が高い。

【0064】又、高エネルギー放射線治療において、患者毎のボースを作成する時間が不要となり、患者ボースが作成されるまでの待ち時間を減らして、治療全般を高速化することができる。従って、単位時間当たりの照射時間の変更許容範囲を大幅に増大させ、更なる高度な治療計画も可能となる。

【0065】又、患者毎に作成する修正具等の放射性廃棄物となる廃材が発生せず、廃棄処理の問題も生じない。

【図面の簡単な説明】

【図1】陽子線治療の原理を示す線図

【図2】一般的な放射線治療作業手順を示す流れ図

【図3】同じく放射線治療システムの一例を示すブロック図

【図4】従来よりブロックコリメータとして用いられているマルチリーフコリメータの構成を示す平面図

【図5】陽子線治療におけるエネルギー分布調整と照射野形成の原理を示す斜視図

【図6】従来のエネルギー分布修正器具を用いた放射線治療の概略を示す、脳の断面図

【図7】同じく肝臓部分の断面図

【図8】本発明に係るエネルギー分布調整機構の実施形態の構成を示す、一部ブロック図を含む斜視図

【図9】前記実施形態で用いられている可変ボース機構の構成を示す平面図

【図10】同じく連続階調ボースの構成及び作用を示す斜視図

【図11】連続階調ボースの変形例を示す斜視図

【図12】同じく連続階調ボースの他の変形例を示す斜視図

【図13】同じく連続階調ボースの更に他の変形例を示す斜視図

【図14】前記実施形態で用いられている可変スリットコリメータの構成を示す平面図

【図15】前記実施形態の作用を説明するための、ガントリを移動しながら照射している状態を示す斜視図

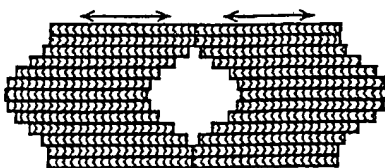
【図16】前記実施形態で用いられている操作端末及び照射計画装置の構成を示すブロック図

【図17】前記実施形態を用いた放射線治療作業の手順を示す流れ図

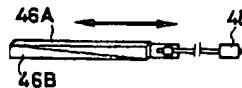
【符号の説明】

- 8…患者
- 8C…腫瘍
- 8H…頭部
- 8L…肝臓
- 9…患者ベッド
- 10…放射線発生装置
- 12…放射線輸送装置
- 14…ガントリノズル
- 16…放射線観測・調整機構
- 18…放射線エネルギー形状形成機構
- 40…固定スリットコリメータ
- 41…照射ライン
- 42…可変ボース機構
- 44、44A～44J…連続階調ボース
- 48、48A～48J、49A、49B…ボース駆動機構
- 46、46A、46B…くさび
- 50…可変スリットコリメータ
- 50S…スリット
- 52…操作端末
- 54A、54B…スリット駆動機構
- 60…可変ボース制御装置
- 62…可変スリットコリメータ制御装置
- 64…ガントリ制御装置
- 66…患者ベッド制御装置
- 70…操作端末
- 72…照射計画装置

【図4】



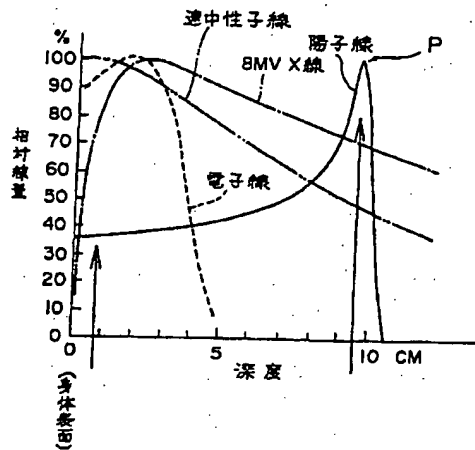
【図11】



【図12】

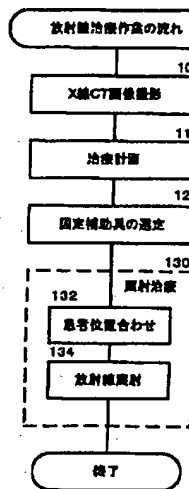


【図1】

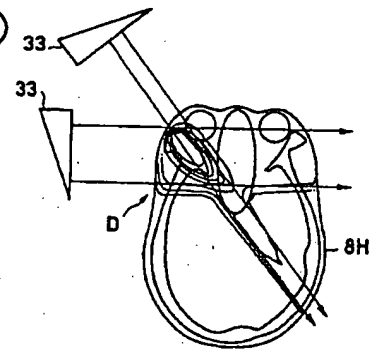


電 磁 量 小 大
陽子の速度 速い 遅い
相互作用時間 短 長

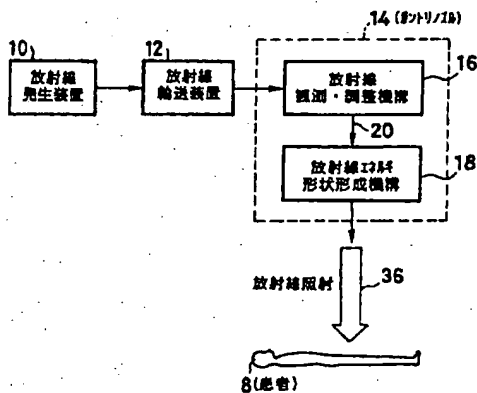
【図2】



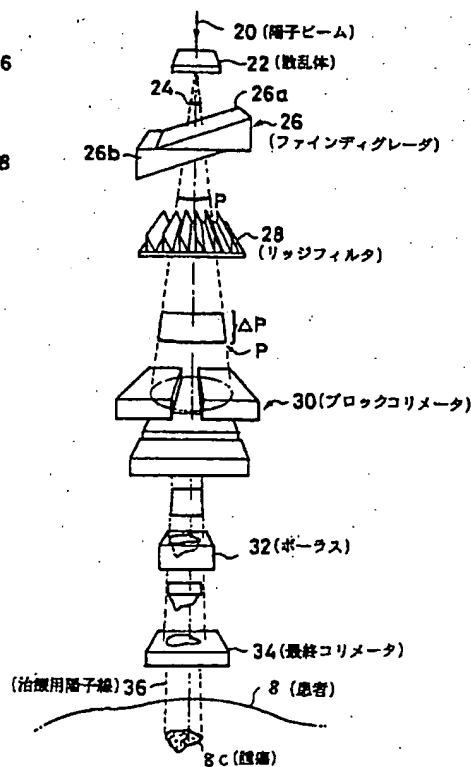
【図6】



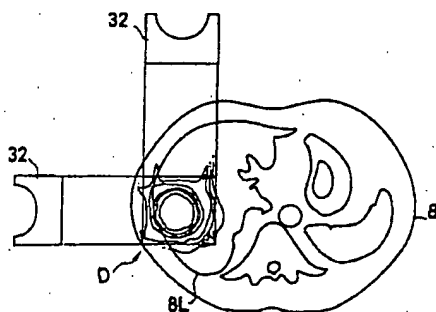
【図3】



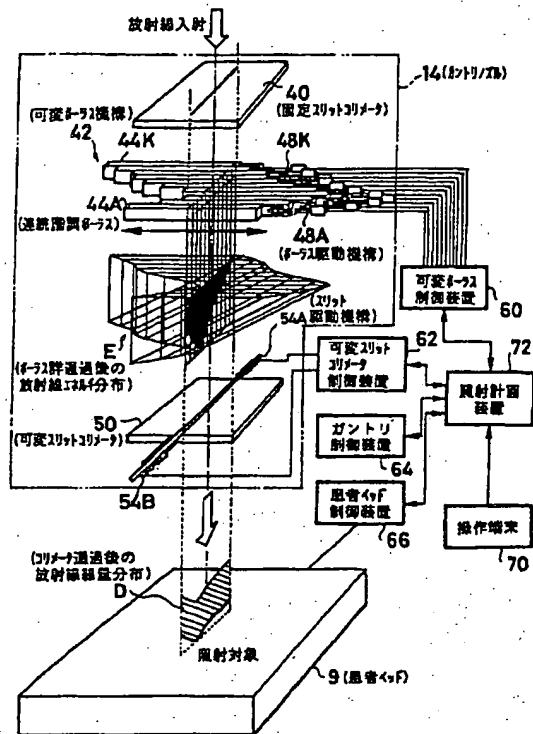
【図5】



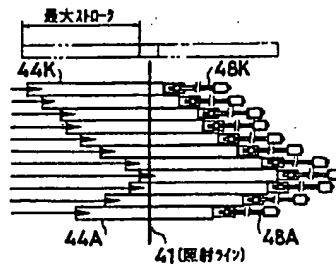
【図7】



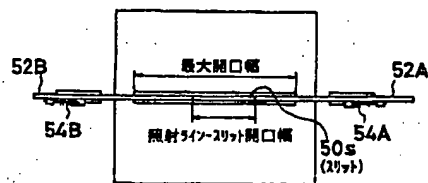
【图8】



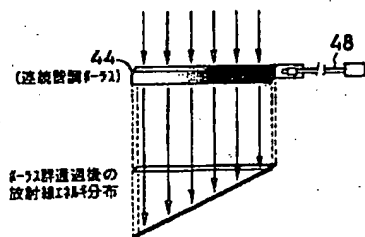
【図9】



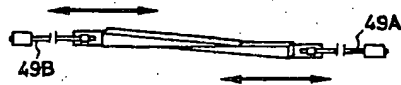
【図14】



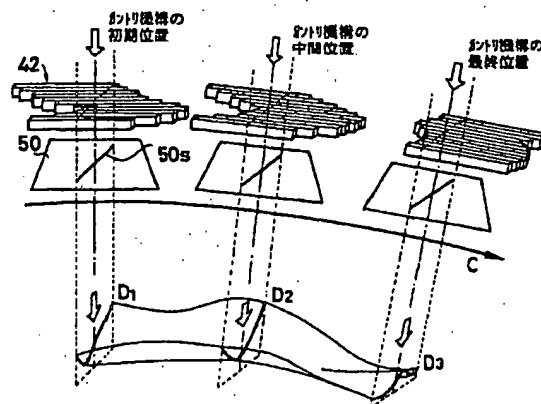
【図10】



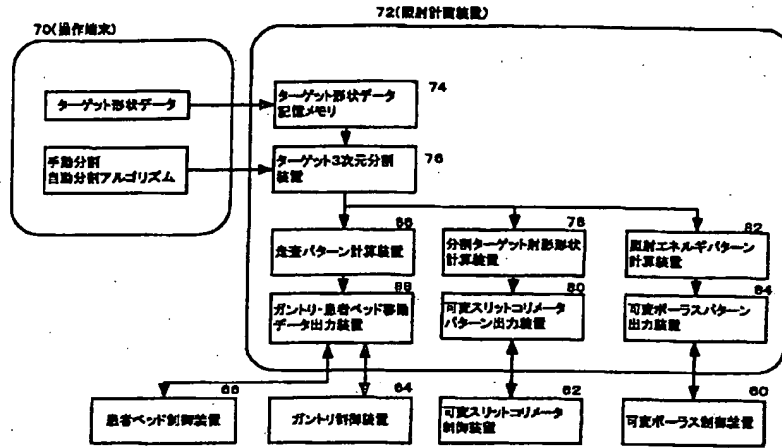
【图13】



【图15】



【図16】



【図17】

